

公開実用 昭和61-111405

⑩ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 実用新案出願公開

⑫ 公開実用新案公報 (U)

昭61-111405

English Translation from HEKE.

⑬ Int. Cl. 4

A 61 B 5/02

識別記号

1 0 3

庁内整理番号

7046-4C

⑭ 公開 昭和61年(1986)7月15日

審査請求 未請求 (全 頁)

⑮ 考案の名称 電子血圧計

⑯ 実 願 昭59-198630

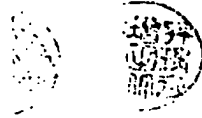
⑰ 出 願 昭59(1984)12月25日

⑱ 考 案 者 石 飛 喜 光 大阪市北区梅田1丁目8番17号 日本電気ホームエレクト
イシトビ ヨシミン) ロニクス株式会社内

⑲ 出 願 人 日本電気ホームエレクト 大阪市北区梅田1丁目8番17号
トロニクス株式会社

⑳ 代 理 人 弁理士 増田 竹夫

(マスタ タケオ)



明細書

1. 考案の名称

電子血圧計

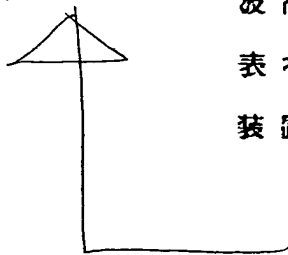
2. 実用新案登録請求の範囲

1. 経皮的に血管を押圧し血流変化を与える押圧部及び該押圧部を作動させる押圧力発生部とを備えた経皮血管押圧装置と、該経皮血管押圧装置によって血管を押圧することによって発生した血流変化を検出し血流波形を発信する血流検出装置とを備えた電子血圧計であって、

経皮的に血管を押圧する押圧力を予め複数設定し短時間中に段階的に押圧力を変化させることのできる設定血圧発生部を経皮血管押圧装置に設け、

該設定血圧発生部より発生した圧力を前記押圧部が受け経皮的に血管を段階的に押圧変化した押圧値と該押圧値の段階的に変化した各押圧値に対する前記血流検出装置より発信された血流波形の波高値により血圧と波高値の関係近似式を瞬時に表わし最高・最低血圧を外挿法計算する血圧計算装置を備えたことを特徴とする電子血圧計。

TO HERE



3. 考案の詳細な説明

(産業上の利用分野)

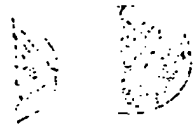
本考案は電子血圧計に関するもので、経皮的な血管押圧力を変動させ、その時の押圧力値と血流波高値によって血圧を計算処理して血圧を求めることのできる電子血圧計に関するものである。

(従来の技術)

生体情報のうち動脈血圧(以下単に血圧と言う)は、心臓機能を含む循環動態を評価するうえに不可欠な情報の1つであり、正確に血圧を計測することは医学全般にわたってきわめて重要なことである。

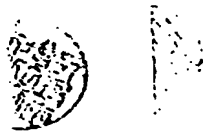
現在使用されている血圧計測法を大別すると、血管内に血圧を検出することのできる導圧管あるいはセンサ等を直接挿入して血圧計測を行う直接法と、体外から皮膚を介して経皮的に動脈血管を加減圧制御して血圧計測を行う間接法とがある。具体的計測実施例は多数ある。そのうちの1従来例である電子血圧計のブロック図を第5図に示す。

100は発行素子であるLEDと受光素子であ



るホトランジスタにて構成され、指先に光を照射し血流変化を光の反射率にて検出し光電変換し血流信号を発信する血流センサ、101は血流センサ100より発信され血流信号と同期した血流同期信号を発生し血流信号の波高値を血圧に変換する血圧変換部、102は計測したデータ等を記憶する記憶部、103は計測データ等を表示する表示部、なお、血圧変換部101、記憶部102、表示部103はマイクロコンピュータ等にて処理を行っている。104は血圧変換部101より発信した血流同期信号を受けてポンプ制御信号を発信するポンプ制御回路、105はポンプ制御回路104より発信されたポンプ制御信号を受けて水にて水圧を発生するポンプ、106はポンプ105より発生した水圧を受けて柔軟な部材にて指が挿入できるように筒形状に形成され該筒内部にポンプ105より発生した水圧を導入して指の付け根を押圧するカフにて構成されている。

指先を血流センサ100にて指の表から裏へ光を当ててカフ106にて押圧した時と押圧してい



ない時の血管中の血流状態を透光量から計測し血圧を計測する。すなわち、カフ106に挿入した指の付け根の血圧の変化を血流センサ100にて検出された血流信号を血圧とみなし、この血圧と同等な外圧をカフ106に加えることにより血流が停止する、ゆえに血圧とカフ106内の圧力を常に血流が停止するようにカフ106に加えた水圧を制御し、血流が停止した時を最高血圧とみなし、最高血圧値よりカフ106に加えた水圧値を減算したものを最低血圧値とし計測を行なっている。

（解決しようとする問題点）

従来の電子血圧計においては、指を押しつける押圧力は血圧と同期し血流を停止させるため、より正確な血圧を計測するため長時間の計測は不可能である。さらに血流が停止するために被検者に苦痛を与えて心理的、肉体的影響を大きくしていた。そのことより被検者の血圧は変動した。またカフに加わる水圧は血圧と同期制御しているが制御系において時間的遅れすなわち応答性が悪いこ



れ等の大きな原因により真の血圧を計測することはできなかった。さらに測定装置は大型化され大変高価なものである。

この考案は、従来のものがもつ以上のような問題点を解消させ、被検者に苦痛を与えず連続的に簡便に血圧を計測することのできる電子血圧計を提供することを目的とする。

（問題点を解決するための手段）

上記の目的を達成するために、この考案は経皮的に血管を押圧し血流変化を与える押圧部及び該押圧部を作動させる押圧力発生部とを備えた経皮血管押圧装置と、該経皮血管押圧装置によって血管を押圧することによって発生した血流変化を検出し血流波形を発信する血流検出装置とを備えた電子血圧計であって、経皮的に血管を押圧する押圧力を予め複数設定し短時間中に段階的に押圧力を変化させることのできる設定血圧発生部を経皮血管押圧装置に設け、該設定血圧発生部より発生した圧力を前記押圧部が受け経皮的に血管を段階的に押圧変化した押圧値と該押圧値の段階的に変

化した各押圧値に対する前記血流検出装置より発信された血流波形の波高値により血圧と波高値の関係近似式を瞬時に表わし最高・最低血圧を外挿法計算する血圧計算装置とを備えて構成した。

(作用)

最高・最低血圧を瞬時に被検者に苦痛を与えず正確に連続計測することができる。

(実施例) (EMBODIMENTS)

以下にこの発明の好適な実施例を図面を参照しながら説明する。

第1図は本考案の実施例をブロック図で表わした図である。

1は発光素子と受光素子にて構成され(例えばLEDとホトトランジスタの組み合わせ等)指先内の血管に照射し血流変化を光の反射率にて検出し光電変換し血流信号を発信する血流センサ、2は柔軟な部材にて指が挿入できるように筒形状に形成され該筒内部に加圧された媒体である圧力のかかった水が導入されることにより挿入した指の付け根を押圧するカフ、3は経皮的に血管を押圧す

English Translation
From HERE

る押圧力を予め無圧力と2つの圧力値計3段階設定し10秒間に3段階変化させることのできる設定血圧発生部、4は設定圧力発生部3より発生した水圧をカフ2が受け血管を段階的に押圧変化させた押圧値とその各押圧値に対する血流センサ1より発信された血流波形の波高値により血圧を外挿法計算する血圧計算部、5は計測したデータ等を記憶する記憶部、6は計測データ等を表示する表示部、7は血圧計算部4、記憶部5、表示部6を制御処理するマイクロコンピュータである。

カフに挿入した指の付け根の設定押圧力と血流センサ1にて検出された血流信号の波高値にて血圧と波高値の近似関係を求め外挿計算法により最高、最低血圧を求める。

第2図に押圧力と血流波形の波高値の関係を示す。

P_0 、 P_1 、 P_2 は設定圧力発生部4よりカフ2に導入される水圧であり押圧力でもあり P_0 は圧力値零を示す。 e_1 、 e_2 は設定圧力発生部よ




り発生し血管を押圧した時の P_1 、 P_2 に対する血流波形の波高値、 e_2 は P_0 に対するすなわち圧力値零のときの波高値、 P_2 は最低血圧値、 P_1 は最高血圧値である。

P_1 、 P_2 は既知であり押圧力 P_1 に対して波高値 e_1 と、押圧力 P_2 に対して波高値 e_2 を座標にプロットした点が 8、9 である。該プロット点 8、9 を通るように近似曲線 10 を描き近似式を得る。

最低血圧値は押圧力が零の時 P_0 の時の波高値 e_2 を近似式に代入し、最高血圧値は波高値が零の時であるので近似式に波高値零を代入することにより算出され求めることができる。既知押圧力を無圧力と 2 つの圧力値計 3 段階に決めたがこれは少なくとも無圧力と 2 つの圧力値の計 3 段階あればよく既知押圧力段階数は適当に選択できるものとする。

第 3 図は本考案の電子血圧計のカフ 2 に指 1 1 を挿入し血圧を計測している時と、設定血圧発生部 3 を示す。



12は側面がベローズ状に円柱状に形成され内部は水にて充満され側面のベローズ状面を動かし内部水に圧力を加え水圧を発生するベローズポンプ、13はベローズポンプ12の上面に接合されたロッド、14はロッド13を動かしベローズポンプ12を作動させるソレノイド、7は血圧計算部4、記憶部5、表示部6の処理を行なっているマイクロコンピュータである。


ソレノイド14は応答性にすぐれているため大きな時間遅れがない。設定血圧発生部3はベローズポンプ12とロッド13とソレノイド14にて構成したがこれらに限定されるのではなくカフ2に設定圧力を与える機構であれば良い（例えばベローズポンプ12にピストンを、ロッド13にカムを、ソレノイド14にモータを等）。

第4図は本考案の電子血圧計を小型ケーシング15内に収納し実測している図を示す。

17は測定結果を表示する表示部である。

（効果）

以上説明したように、この考案によれば経皮的



に血管を押圧し血流変化を与える押圧部及び該押圧部を作動させる押圧力発生部とを備えた経皮血管押圧装置と、該経皮的血管押圧装置によって血管を押圧することによって発生した血流変化を検出し血流波形を発信する血流検出装置とを備えた電子血圧計であって、経皮的に血管を押圧する押圧力を予め複数設定し短時間中に段階的に押圧力を変化させることのできる設定血圧発生部を経皮血管押圧装置に設け、該設定血圧発生部より発生した圧力を前記押圧部が受け経皮的に血管を段階的に押圧変化した押圧値と該押圧値の段階的に変化した各押圧値に対する前記血流検出装置より発信された血流波形の波高値により血圧と波高値の関係近似式を順次に表わし最高・最低血圧を外挿法計算する血圧計算装置を備えているので、最高、最低血圧を瞬時に被検者に苦痛を与えず正確に連続計測することができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本考案のブロック図、第2図は押圧力に対する波高値の関係を示す図、第3図は本考案

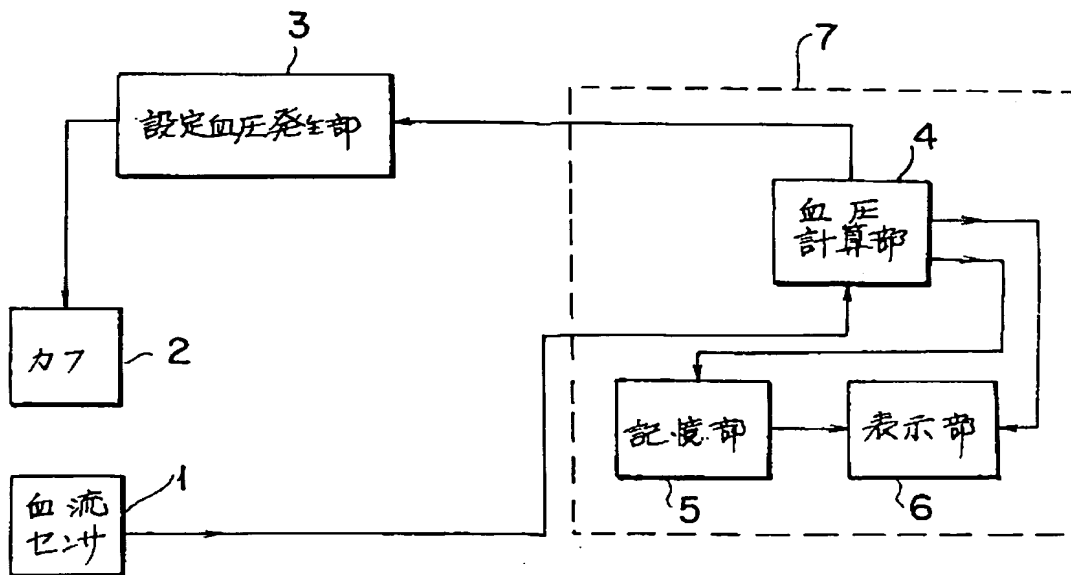


の電子血圧計の図、第4図は本考案の電子血圧計の斜視図、第5図は従来の電子血圧計のブロック図である。

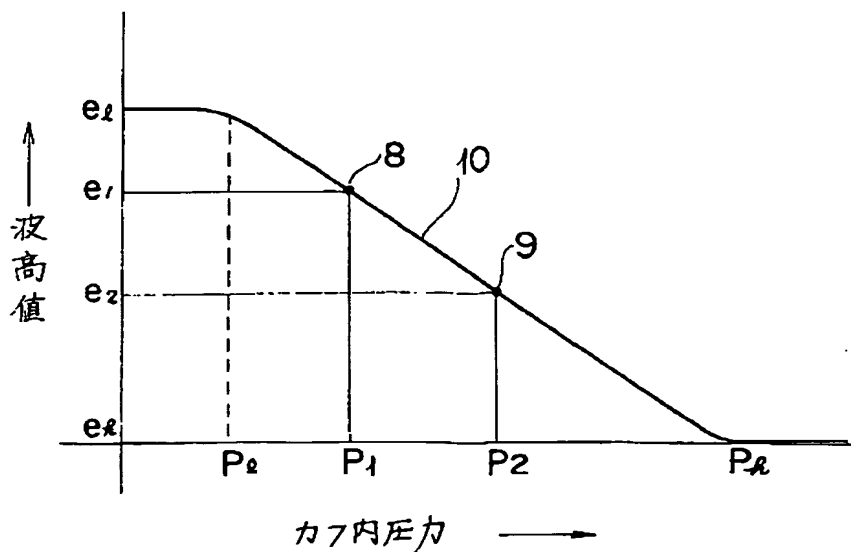
- 1 …… 血流検出装置、
- 2 …… 押圧部、
- 3 …… 設定血圧発生部、
- 4 …… 血圧計算部。

出願人 日本電気ホームエレクトロニクス
株式会社

代理人 弁理士 増田 竹夫



第 1 図



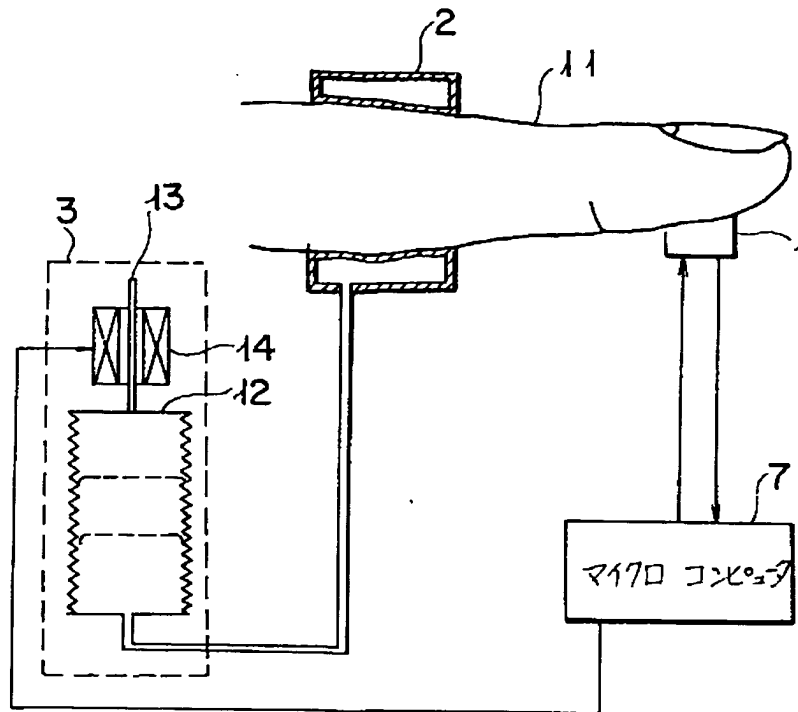
第 2 図

68

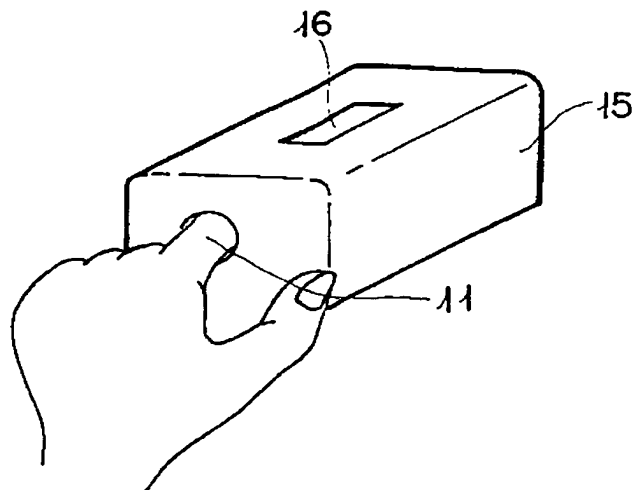
実開 61-171105

出願人 日本電気ホームエレクトロニクス株式会社

代理人 増 田 竹 夫



第 3 図



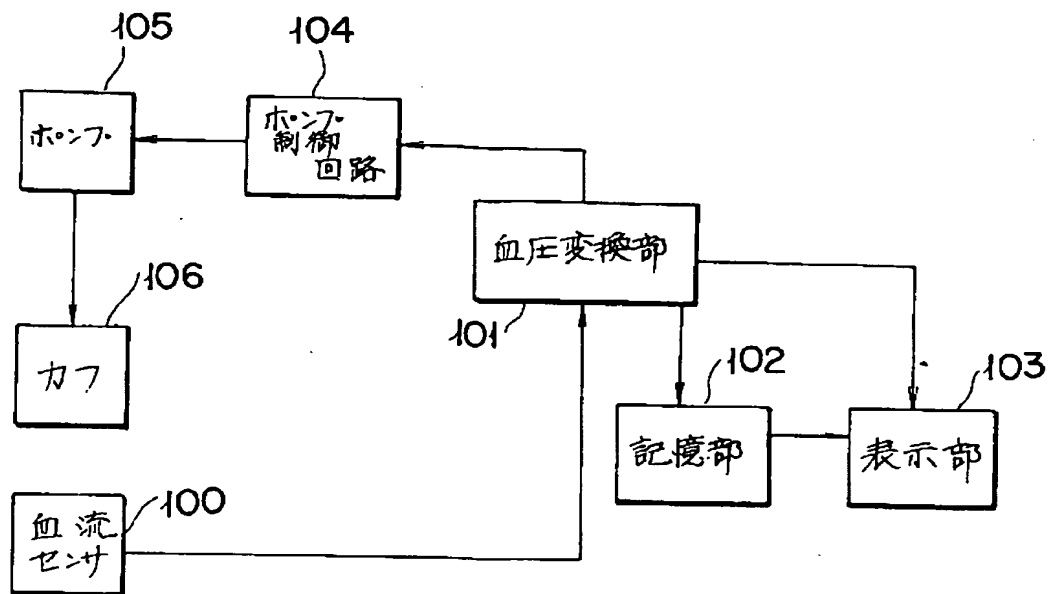
第 4 図

69

実開61-111405

出願人 日本電気ホームエレクトロニクス株式会社

代理人 増 田 竹 夫



第 5 図

70

実開61-111405

出願人 日本電気ホームエレクトロニクス株式会社

代理人 増 田 竹 夫

THIS PAGE BLANK (USPTO)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☒ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

THIS PAGE BLANK (USPTO)